



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104244818 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201380015282.6

(22)申请日 2013.02.06

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104244818 A

(43)申请公布日 2014.12.24

(30)优先权数据

61/595341 2012.02.06 US

61/595338 2012.02.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.09.19

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/000321 2013.02.06

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/117991 EN 2013.08.15

(73)专利权人 因赛泰克有限公司

地址 以色列卡梅尔

(72)发明人 约阿夫·利维 约阿夫·麦丹
科比·沃尔特曼

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理
有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

G06T 7/20(2017.01)

审查员 叶思

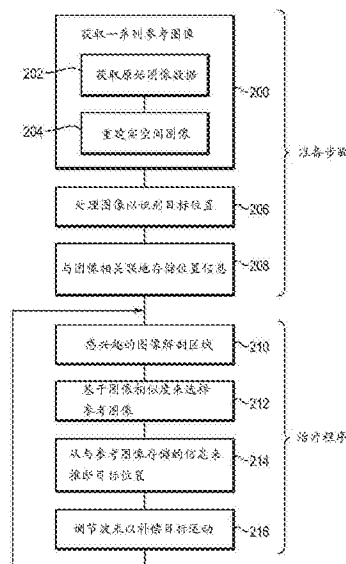
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

在非侵入式治疗期间的基于参考的运动跟踪

(57)摘要

在聚焦超声或其他非侵入式治疗程序期间，治疗目标或感兴趣的其他对象的运动可以基于治疗图像与图像的参考库的比较来实时跟踪，图像的参考库针对预期范围的运动在治疗之前获取并且被处理以识别其中的目标或其他对象的位置。



1. 一种用于在治疗序列期间跟踪运动的解剖对象的系统,该系统包括:

(a) 成像设备,其能够与治疗设备结合操作,用于 (i) 在所述治疗序列之前,在所述对象的运动期间获取包括所述对象的解剖区域的一系列参考图像,每个参考图像对应于所述运动的不同阶段,以及 (ii) 在所述治疗序列期间获取所述解剖区域的治疗图像;以及

(b) 计算单元,其被配置为 (i) 处理所述解剖区域的参考图像以针对所述解剖区域的每个参考图像确定与所述对象相关联的位置, (ii) 基于所述解剖区域的治疗图像和所述解剖区域的参考图像之间的相似度将所述治疗图像中的至少一些关联至相应参考图像,以及 (iii) 对于每个所关联的所述解剖区域的治疗图像,识别最匹配的所述解剖区域的参考图像并根据在该最匹配的所述解剖区域的参考图像中所确定的所述对象的位置来推断所述对象在该关联的所述解剖区域的治疗图像中的位置。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述治疗设备包括超声换能器。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述计算单元进一步被配置为基于所述跟踪将所述换能器生成的超声波束聚焦在所述对象上。

4. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述治疗序列包括除了所述解剖对象以外的目标的治疗,所述计算单元进一步被配置为基于所述跟踪来成形由所述换能器生成的超声波束以避免所述对象。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述成像设备包括MRI设备。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述治疗序列是治疗程序的一部分,所述治疗程序包括多个时间分隔的治疗序列,每个所述时间分隔的治疗序列包括解剖目标对治疗能量的至少一次暴露,所述计算单元被配置为使用在所述治疗序列中的第一个序列期间获得的治疗图像作为参考图像以用于所述治疗序列中随后的第二个序列。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算单元被进一步配置为通过在所述治疗图像和所述相应参考图像之间执行基线减法来监测所述解剖区域中的温度。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算单元被进一步配置为识别所述参考图像的每一个中的至少一个解剖标志,与所述对象相关联的位置是所述至少一个解剖标志的位置,所述至少一个解剖标志的位置相对于所述对象的位置是固定的。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述计算单元被进一步配置为通过根据所述相应参考图像中所述解剖标志的位置推断所述对象的位置来跟踪所述对象。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算单元被配置为基于原始图像数据将所述治疗图像与所述参考图像关联。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算单元被进一步配置为将治疗图像添加至所述一系列参考图像。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算单元被进一步配置为将所跟踪对象的运动与所述一系列参考图像进行比较,并且基于该比较来平滑化所跟踪运动。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算单元被进一步配置为将所跟踪对象的运动与所述一系列参考图像进行比较,并且基于该比较来检测跟踪误差。

在非侵入式治疗期间的基于参考的运动跟踪

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求在2012年2月6日提交的美国临时专利申请No.61/595,338和No.61/595,341的优先权和权益,并且其全部内容通过引用包含于此。还参考了与此相同日期提交的题为“Reference Library Extension During Imaging of Moving Organs”的PCT申请。

技术领域

[0003] 本发明总地涉及图像引导的非侵入式治疗并且尤其涉及运动组织或器官的基于图像的跟踪。

背景技术

[0004] 磁共振成像(MRI)可以在各种医疗应用中与超声聚焦或其他非侵入式治疗方式结合使用。超声波很好地穿透软组织,并且由于其短波长,可以聚焦至具有几毫米的尺寸的斑点。由于这些性质,超声波可以用于非侵入式、高度定位的外科手术——例如,在不对周围健康组织产生显著损害的情况下消融或凝固癌组织。超声聚焦系统一般利用声换能器表面或换能器表面的阵列以生成超声波束。换能器可以在几何上成形和定位以使得超声能量聚焦在与患者内目标组织块相对应的“聚焦区域”。在波穿过组织传播期间,超声能量的一部分被吸收,引起温度升高以及最终引起细胞坏死——优选地在聚焦区域中的目标组织块。换能器阵列的各个表面或“元件”通常是单独可控的,即它们的相位和/或振幅可以被相互独立地设置(例如,使用具有合适延迟的“波束形成器”和用于元件的放大器电路),允许波束在期望方向上前进并在期望距离处聚焦,并且允许聚焦区域性质根据需要成形。由此,聚焦区域可以通过独立地调节输入至换能器元件中的电信号的振幅和相位来快速位移和/或再成形。

[0005] 在MRI引导的聚焦超声(MRgFUS)方法中,MRI用于可视化目标组织和超声聚焦。通常,如图1所示的MRI系统100包括静态场磁体102、一个或多个梯度场线圈104、射频(RF)发射器106、和RF接收器(未示出)。(在一些实施例中,交替使用相同的装置作为RF发射器或接收器。)磁体包括用于将患者110容纳其中的区域108并在患者上提供静态的相对均匀的磁场。由梯度场线圈104生成的随时间变化的磁场梯度与静态磁场重叠。RF发射器106在患者110上发射RF脉冲序列以使得患者的组织发出(随时间变化的)RF响应信号,其在整个(二维或三维)成像区域上积分并由RF接收器采样以产生构成原始图像数据的响应信号的时间序列。该原始数据被传递至计算单元112。时间序列中的每个数据点可以被解释为k空间(即,波矢量空间)中特定点处的依赖于位置的局部磁化的傅里叶变换值,其中,波矢量k是梯度场的时间进展的函数。由此,通过对响应信号的时间序列进行傅里叶变换,计算单元112可以从原始数据重建组织的实空间图像(即,示出作为空间坐标的函数的所测量的磁化影响的组织性质的图像)。实空间磁共振(MR)图像之后可以向用户显示。MRI系统100可以用于规划医疗程序,以及在程序期间监视治疗进展。例如,MRI可以用于对解剖区域成像,定位区域内的目标组织(例如,肿瘤),将由超声换能器114生成的波束引导至目标组织,和/或监测目

标组织中及其周围的温度。

[0006] 在治疗期间的患者运动,诸如由于呼吸的周期运动或随机移动,可能对治疗效果和安全性提出相当大的挑战。需要运动的补偿以确保超声波束维持聚焦在目标上并且不损害周围的健康组织。在图像引导的系统(诸如MRgFUS系统)中,运动补偿一般通过(直接或间接)跟踪图像中的目标并基于所跟踪的位置控制超声波束来完成。目标跟踪的一种方式涉及确定可以位于每个图像中的一组一个或多个可识别特征或“解剖标志”的坐标;并基于这些坐标计算假定相对于标志位于固定位置的目标的运动。在可替换方法中,连续图像之间的相对偏移通过将一个图像与另一图像的大量的计算上偏移的副本相关联,并且选择提供最好匹配的偏移图像来确定。在任一情况中,花费了大量的图像处理时间来确定目标位置,降低了有效的成像速率并通常阻碍了实时运动补偿。在一些情况中,识别并量化目标运动中的延迟导致了可容许范围内的波束靶标的不精确性。然而,通常需要停止治疗过程并在可以恢复治疗之前校正由于目标组织或器官的位移引起的任何错位。这导致了治疗过程中的显著的低效率,并且可能产生显著的延迟。

[0007] 因此,需要一种改进的运动跟踪方式,其便于在治疗期间实时地跟踪目标并且补偿其运动。

发明内容

[0008] 本发明提供了用于在图像引导的治疗程序期间实时地跟踪治疗目标或其他感兴趣对象的运动的系统和方法。与常规的跟踪方式相比,各个实施例通过利用通常在治疗之前获取和处理的参考图像的库而显著降低了在治疗期间所需的图像处理时间。参考图像覆盖了预期范围的运动(例如,完整的呼吸循环)并且被(直接或间接)处理以定位其中的感兴趣对象;位置信息与图像一起被存储。在治疗期间,感兴趣的解剖区域可以被重复地、优选地实时地成像,并且所获取的图像可以基于图像相似度与参考库中的图像进行比较和匹配。如果识别了充分接近地匹配的参考图像,则在该参考图像中每个感兴趣对象的位置也被视为是治疗图像中相应对象的位置。由此,在不需要任何进一步处理的情况下,治疗图像中感兴趣对象的位置可以容易地从与匹配参考存储的位置信息推断出。因为图像匹配一般比检测和定位图像内的对象更少地涉及计算,因而该方法可以实现治疗期间处理时间的显著节省,由此便于实时跟踪。

[0009] 因此,在一个方面,本发明提供一种用于在治疗序列期间跟踪一个或多个(通常移动的)感兴趣的解剖对象的方法。感兴趣的解剖对象可以是治疗的目标,例如要利用聚焦超声波治疗的肿瘤或组织区域。可替换地,感兴趣对象可以是除了目标以外的器官或组织,例如目标附近的温度需要被监测的器官或组织、或者应该被超声(或其他治疗)波束避开的器官或组织,因为其特别易受超声波损害或者因为由于其材料性质(诸如超声波反射性),其将干扰目标的治疗。通常,同时地跟踪多个对象(例如目标和要避开的一个或多个组织区域)以确保治疗效果和安全性。

[0010] 该方法涉及在治疗序列之前在解剖对象运动期间获取包括感兴趣的解剖对象的解剖区域的一系列参考图像(即,至少一个图像,以及典型地多个图像)(每个参考图像对应于运动的不同阶段),以及处理图像以针对每个图像确定与感兴趣对象相关联的一个或多个位置。这里,“与感兴趣对象相关联的位置”可以是感兴趣对象本身的位置或另一对象的

位置一典型地在图像中容易辨别的解剖标志(例如通过引起图像中周围组织的高对比度的材料性质)——其相对于感兴趣对象的位置是已知的并且通常是固定的。图像可以例如是MR或其他层析图像。此外,除非从上下文是明显的,这里所使用的术语“图像”可以指实空间图像(例如,重建的MR图像)、从其导出实空间图像的原始数据、或者两者。

[0011] 在治疗序列期间,解剖区域的“治疗图像”被获取并基于相似度被关联至参考图像,并基于相关参考图像中与对象相关联的位置在治疗图像中跟踪感兴趣对象。在一些实施例中,根据原始数据确定图像相似度。这里所使用的术语“治疗序列”指解剖目标对治疗能量(例如超声波)的多次暴露的序列。完整的治疗程序可以包括单个治疗序列或多个时间分隔的治疗序列。在治疗包括多个时间分隔的治疗序列(每个序列包括单次暴露或暴露的序列)的实施例中,在一个治疗序列中采集的治疗图像可以被存储并分析以用作下一治疗序列中的参考图像。

[0012] 在一些实施例中,处理参考图像包括识别参考图像的每一个中的解剖标志或多个解剖标志,以及治疗序列期间跟踪解剖对象涉及根据相应参考图像中解剖标志的位置来推断治疗图像中对象的位置。在所跟踪解剖对象本身被治疗的实施例中,方法可以进一步包括基于跟踪将诸如聚焦超声波束的治疗能量波束引导至对象上。在除了所跟踪解剖对象以外的目标被治疗的实施例中,方法可以包括基于跟踪来成形能量(例如,超声)波束以避免解剖对象。在一些实施例中,方法进一步包括通过执行治疗图像和相应参考图像之间的基线减法来监测解剖区域中的温度。该方法还可以包括将治疗图像添加至所述一系列参考图像。此外,其可以包括将所跟踪对象的运动与所述一系列参考图像进行比较,并且基于该比较来平滑化所跟踪运动和/或检测跟踪误差。

[0013] 在另一方面,本发明涉及用于在治疗序列期间跟踪运动的解剖对象的系统。系统包括可与治疗设备(例如,超声换能器)结合操作的成像设备(例如,MRI设备),用于在治疗序列之前获取包括对象的解剖区域的一系列参考图像(所述系列在对象运动期间捕获对象,以及每个参考图像对应于运动的不同阶段),以及用于在治疗序列期间获取解剖区域的治疗图像。此外,系统包括计算单元,计算单元被配置为处理参考图像以针对每个参考图像确定与对象相关联的位置,(例如使用原始图像数据)基于治疗图像和参考图像之间的相似度将治疗图像关联至相应参考图像,以及基于相应参考图像中与对象关联的位置来跟踪治疗图像中的对象。

[0014] 计算单元可以被配置为在参考图像中的每一个中识别至少一个解剖标志,其位置相对于对象的位置是固定的;以及通过根据相应参考图像中解剖标志的位置推断目标的位置来跟踪目标。计算单元可以进一步被配置为基于跟踪将由治疗设备生成的治疗能量(例如,超声波束)聚焦至对象上,或者(在除了所跟踪解剖对象以外的目标正在被治疗的情况下)基于跟踪来成形波束以避免对象。计算单元还可以被配置为通过治疗图像和相应参考图像之间进行基线减法来监测解剖区域中的温度。此外,计算单元可以被配置为将所跟踪对象的运动与所述一系列参考图像进行比较,并且基于该比较来平滑化所跟踪运动和/或检测跟踪误差。

[0015] 计算单元还可以将治疗图像添加至之前获取的一系列参考图像。在一些实施例中,治疗序列是治疗程序的一部分,治疗程序包括多个时间分隔的治疗序列(每个序列包括解剖目标对治疗能量的至少一次暴露),以及计算单元被配置为使用在治疗序列中的第一

个序列期间获得的治疗图像作为参考图像以用于治疗序列中随后的第二个序列。

附图说明

[0016] 通过本发明的以下详细描述,特别地当结合附图阅读时,将更容易地理解上述描述,其中:

[0017] 图1示出根据各种实施例的MRI引导的聚焦超声系统;

[0018] 图2是示出根据各种实施例的跟踪方法的流程图;

[0019] 图3A是示出常规的温度测量方法的流程图;

[0020] 图3B是示出根据各种实施例的用于与目标跟踪相结合的温度测量的方法的流程图;以及

[0021] 图4是示出根据各种实施例的图像处理和控制设备的框图。

具体实施方式

[0022] 本发明提供用于在图像引导程序期间实时跟踪感兴趣对象(例如治疗目标)的运动的方法和系统。程序可以例如涉及将聚焦的超声波施加至组织或器官(即,其超声处理),以在其是例如癌性的情况下加热它以使组织坏死、消融或以其他方式破坏组织,或者用于非破坏性治疗,诸如疼痛改善或热疗的可控诱导。超声波也可以用于其他非热类型的治疗,例如,神经调制。可替换地,程序可以使用不同形式的治疗能量,例如,射频(RF)辐射、X射线或伽马射线、或带电粒子,或涉及诸如冷冻消融的其他治疗方式。在各种治疗程序中的运动跟踪可以用于将治疗能量波束引导至目标和/或周围其他非目标组织和器官,即,基于所影响的解剖区域的图像来调节波束焦点、轮廓和/或方向,其也可以在一些实施例中可视化波束焦点。MRI是用于这种基于图像的运动跟踪的广泛使用的技术。然而,包括例如X射线成像、X射线计算断层扫描(CT)或超声波成像的其他成像技术也可以使用并且在本发明的范围内。用于实施根据各种实施例的方法的示例性系统是MRgFUS系统,诸如图1所示,其具有以下参考图4详细描述的合适的图像处理和控制设备。

[0023] 图2示出根据各种实施例的实时运动跟踪的方法。为了便于参考,以下描述仅参考目标跟踪;然而,应该理解,相同的方法一般也应用于感兴趣的其他器官或组织(诸如易于被治疗波束损害的器官)的跟踪。该方法包括在感兴趣程序之前进行的准备步骤,以及在程序期间执行的步骤。在第一准备步骤200中,包括目标的解剖区域的一系列图像在其运动期间获取。每个图像通常对应于运动的不同阶段,并且该系列总地覆盖预期范围的运动。例如,该系列图像可以在完整的呼吸循环期间以规则间隔获取。作为另一示例,患者内的感兴趣解剖区域可以被监视一个特定时间周期以捕获产生自偶然的突发运动的一定范围的位置。在基于MRI的方法中,获取图像通常涉及首先获取原始的k空间MR信号(步骤202),以及之后从原始数据重建实空间图像(步骤204)。k空间和实空间图像数据是复数的(即,具有幅度和相位,或者区别表示实部和虚部)。

[0024] 在下一步骤206中,实空间图像被处理以确定与目标相关联的坐标,诸如目标坐标本身或相对于目标位于固定位置的解剖标志的坐标。该步骤可以通过本领域技术人员已知的许多特征检测或跟踪方法中的任意一个来进行。在一些实施例中,使用例如边缘检测或点检测在图像帧内(例如,根据行数和列数)以绝对坐标单独针对每个图像来确定目标或标

志位置。在其他实施例中,确定不同图像之间的目标或标志位置的相对改变(例如,以坐标差或平移/运动矢量表示)。例如,该系列的第一图像中目标的位置可以被任意地指定为原点,并且随后图像中目标的位置可以相对于该原点测量。运动矢量可以通过基于像素的(“直接的”)方法获得,诸如块匹配算法、相位校正和频域方法、像素递归算法、贝叶斯估计算法(例如,最大后验概率(MAP)估计或马尔可夫随机场模型)、和/或光流法;运动矢量也可以通过基于特征的(“间接的”)方法来获得,该方法匹配图像之间的相应特征(诸如Harris角点)。块匹配算法例如涉及使第一图像的一部分(或“块”)计算偏移大量已知矢量并将所产生的块的副本与随后图像关联以识别最好的匹配。重要地,与确定目标位置相关联的计算成本在选择合适的方法时不太重要,因为图像处理步骤206一般在实时的目标跟踪之前进行,而不与实时目标跟踪同时进行。

[0025] 从图像得到的位置信息(在步骤206中)与参考库中的相应(k空间和/或实空间)图像一起和相关联地存储(步骤208)。例如,每个参考图像可以与其关联的位置信息结合至参考记录(其可以包括一个或多个数据文件)中。可替换地,参考图像和位置信息可以被存储在不同的数据结构中和/或不同的存储位置处,以及附加数据库可以将每个图像与关联的位置信息相联系。

[0026] 随后在感兴趣的程序期间使用在准备步骤200-208中建立的参考库,以用于实时的目标跟踪。在一些实施例中,这意味着准备步骤在目标的治疗开始之前完成。在其他实施例中,在早期治疗序列期间采用用于特定治疗序列的准备步骤。例如,可以在两个或多个阶段中执行肿瘤的聚焦超声消融:第一阶段,其中,对准肿瘤的中心区域;以及一个或多个随后阶段,其中,肿瘤的外围区域被暴露至超声波。由于肿瘤周围的健康组织的风险随着治疗进行而增大,因而需要精确的实时成像。因此,在第一阶段期间的运动跟踪可以以足够低的成像速率进行以允许通过常规方式(即,不依赖于参考库的方式)进行目标定位,以及在稍后阶段期间的运动跟踪可以利用来自第一阶段的治疗图像作为参考图像以实现更高的成像速率。通常,如果治疗涉及多个离散治疗序列,则可以针对所有序列使用相同的参考库,或者可以使用在一个或多个之前序列期间获得的图像作为新的参考图像,针对每个序列重新设置参考库。此外,在一些实施例中,仅所获取的参考图像的子集(例如,在呼吸循环期间采集的每个其他图像)在感兴趣的治疗序列之前被处理,并且用作初始参考库以用于目标跟踪,以及剩余参考图像随后在感兴趣的治疗序列期间被处理以改进参考库。

[0027] 在目标的治疗期间,解剖区域被重复成像(步骤210),例如在一些实施例中每100ms。为了确定每个帧内(一般移动的)目标的位置,序列(或其子集)的每个图像与参考库中的图像进行比较,并且使用适当的图像相似度的度量来识别最接近的匹配(步骤212)。比较可以基于例如实空间或k空间图像数据,即,其可以涉及但不必需要从治疗期间获取的原始数据重建实空间治疗图像。此外,比较图像的部分可能就足够了。通常,基于逐个像素来进行比较,其中,“像素”指图像数据阵列的元素,其通常将振幅和相位值分别存储为实空间坐标或k空间坐标的函数。适当的相似度度量包括例如互相关系数、强度差的平方和、交互信息(如该术语用于概率和信息理论)、比值图像均匀性(即,相应像素值的比率的归一化标准偏差)、均方误差、绝对差的和、平方误差的和、绝对转换差的和(其使用两个图像中相应像素之间的差的哈达玛或其他频率变换)、或复数互相关(针对复数图像,诸如MRI图像)、以及本领域技术人员熟悉的与图像配准有关的其他技术。

[0028] 在一些实施例中,由所选择相似度度量测量的、治疗图像和最接近参考图像之间的相似度与(特定度量)相似度阈值进行比较,以及仅当相似度的水平超过阈值水平时(这通常意味着,针对测量图像之间的差异、即不相似度的度量,度量的值下降至阈值以下),参考图像被认为是治疗图像的匹配。在其他实施例中,与治疗图像最相似的参考图像被认为是与绝对相似度无关的匹配。

[0029] 一旦识别出了匹配的参考图像,可以容易地从与该参考图像相关联的之前确定的位置信息推断出目标的位置(步骤214)。例如,如果所存储的位置信息包括或由目标坐标本身组成,采用这些坐标作为目标在当前治疗图像中的坐标。由此,可以在不需要识别重建治疗图像中目标或其他标志的情况下实时地跟踪目标。此外,在一些实施例中,如果每个治疗图像基于图像的原始数据或其一部分而关联至参考图像之一,则治疗图像重建本身是不必要的。基于所跟踪的目标坐标,超声(或其他治疗能量)波束可以在治疗程序期间被控制以补偿任何目标运动(步骤216)。相似地,如果跟踪非目标器官或组织,可以使用它们的坐标来控制/或成形超声(或其他能量)波束以避免或最小化它们对治疗能量的暴露。特别地,通常对容易受到声波束损害的器官高度感兴趣,这些器官的位置可以在波束形成期间被考虑以使得能量束成形为在避免敏感相邻器官在移动时的损害的同时加热目标。

[0030] 在没有找到与当前治疗图像匹配的参考图像的情况下,可以通过其他方式跟踪目标(或其他感兴趣对象)。例如,在之前图像中跟踪的目标运动可以被推断以预测当前图像帧中目标的位置,或者可以使用诸如呼吸监测带的互补图像跟踪系统来确定当前位置。即使目标坐标不能被实时更新并且目标跟踪因此而暂时中断,治疗程序在一些实施例中可以持续短暂的时间段(例如,一个或两个图像帧),以及如果针对随后获取的治疗图像识别出了匹配的参考图像,则避免了程序中的延迟。然而,如果跳过图像是不安全的,或者太多连续的程序图像不能与参考库图像中的任一图像匹配,则程序中止或中断,直到确定目标位置(例如通过常规的、计算更昂贵的方式),并且之后恢复。

[0031] 在一些实施例中,基于在程序期间实时获得的图像来扩展参考库。例如,如果新获取的图像揭示了目标(或感兴趣的其他对象)的位置在总地在初始参考库中表示的区域之外,则新获取的图像可以被分析以确定目标的位置,并与位置信息一起被添加至参考库。可选地,治疗可以在图像处理期间暂停并且一旦图像分析完成可以再恢复。在极端情况下,参考库在程序开始时甚至是空的,且参考图像可以随着程序被执行而连续添加。这便于以下因素之间的设计权衡:以计算开销为代价的精度(在库大的情况下,例如包含来自之前进程的图像),或者精度降低在临床上可接受时的计算效率(例如,在来自之前进程的参考图像不与当前治疗序列相关时,在当前序列期间建立参考库)。

[0032] 在所跟踪目标运动是周期性的应用中(诸如在呼吸循环期间),通常在运动的循环期间顺序采集参考图像,在治疗程序期间的跟踪精度可以由此通过针对参考库滤除跟踪结果来改进。例如,描述在治疗期间随时间的目标运动的曲线可以与获取参考库期间的随时间的目标运动进行比较,并基于获取参考库期间的随时间的目标运动而被平滑化。此外,在参考库的图像中反映的目标运动可以用于检测错误跟踪结果,例如当在特定时间点,所跟踪目标看起来逆着在该循环的时间段期间的运动趋势而移动时。

[0033] 在一些实施例中,程序期间的成像同时用于定量地监测体内温度。这在MR引导的热疗(例如,MRgFUS治疗)中特别有用,其中,治疗区域(例如,要通过加热破坏的肿瘤)的温

度应该被持续监测以评估治疗的进展并校正热传导和能量吸收的局部差异,以避免对治疗区域周围的组织的损害。利用MR成像对温度的监测(例如,测量和/或标测)通常被称为MR温度测量或MR热成像。

[0034] 在可用于MR温度测量的各种方法中,质子共振频率(PRF)偏移方法通常是选择的方法,这是因为其关于温度改变的出色的线性、来自组织类型的接近独立性、以及具有高的空间和时间分辨率的温度图(map)采集。PRF偏移方法基于水分子中质子的MR共振频率随着温度而线性改变的现象(其比例常数有利地在组织类型之间相对恒定)。由于频率随温度改变得很小,对于重力水仅 $-0.01\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$,以及在组织中约 -0.0096 至 $-0.013\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$,PRF偏移通常利用相敏成像方法来检测,其中进行两次成像:第一,在温度改变之前获取基线PRF相位图像,然后在温度改变之后获取第二相位图像——即,治疗图像,从而捕获与温度改变成比例的小的相位改变。温度改变的图可以之后通过以下从(重建的,即实空间的)图像计算:基于逐个像素确定基线图像和治疗图像之间的相位差,以及在考虑诸如静磁场的强度和(例如,梯度回波的)回波时间(TE)的成像参数的同时基于PRF温度相关性将相位差转换成温度差。

[0035] 如果在获取基线图像时成像区域中的温度分布是已知的,则温度差图可以被添加至基线温度以获得与治疗图像相对应的绝对温度分布。在一些实施例中,基线温度是成像区域中简单均匀的身体温度。更复杂的基线温度分布在一些实施例中在治疗之前通过各个位置中的直接温度测量与基于数学拟合的插值和/或外推(例如,平滑、多项式拟合)组合来确定。

[0036] 在MR温度测量的情况下,运动跟踪可以通过如上所述获得参考图像的库来完成,其覆盖了预期范围的运动,并提供与在治疗之前解剖区域的温度相对应的基线相位图。为了确定治疗图像的温度图,(使用以上列出的方法中任一个)识别空间上对准的基线图像,并且所选择的基线和治疗图像之后被处理以确定温度的变化。该方法通常被称为多基线温度测量。在图3A中所示的该常规实施方式中,多基线温度测量涉及在超声处理或其他温度影响治疗之前获取(实空间)基线图像的库(步骤300、302)、进行超声处理(步骤304)、获取治疗区域的原始图像数据并从中重建实空间图像(步骤306、308)、例如基于图像相似度标准从基线库选择合适的参考图像(步骤310)、以及根据治疗 and 参考图像来计算热图(步骤312)。如果没有基线图像与治疗图像充分匹配,例如因为目标在由图像覆盖的区域之外移动,则处理被中止(步骤314)。否则,温度可以通过重复的图像获取、参考选择和处理而继续被监测。

[0037] 图3B示出根据本发明实施例的将用于波束调整的运动跟踪和温度测量相结合的方法。再次,通过获取在不同运动阶段期间的原始图像数据(步骤320)以及从中重建实空间参考/基线图像(步骤322)来在治疗之前创建覆盖预期运动范围的参考/基线图像的库。通过与之前图像的计算偏移副本的图像相关或者通过以上关于图2所述的方法中的任一个,例如相对于可容易识别的解剖标志在这些图像中跟踪目标(和/或感兴趣的其他解剖对象或特征)(步骤324)。所识别的目标位置(例如,图像内的行数和列数、或者在一些其他坐标系中的坐标)与每个相应参考图像一起或相关联地存储(例如在联合数据记录中,或者在其整体链接至参考图像的单独数据库中)。在治疗期间,例如,在目标的超声处理开始之后(步骤326),针对治疗区域获取图像数据(步骤328),以及基于相似度来选择参考/基线图像(步

骤330)。如所示出的,用于与基线库比较的图像数据不需要构成重建的实空间图像。而是,更通常地,(治疗图像和基线图像的)原始(k空间)数据可以用于识别合适的参考图像。在一些实施例中,甚至不需要采集完整的k空间图像;而是,可以使用部分原始数据用于参考选择。

[0038] 基于所选择的参考图像和与其相关联的目标坐标,可以例如通过波束成形和/或波束控制来调整超声处理或其他治疗程序(步骤322),以确保波束焦点保持在目标上。此外,为了便于温度测量,针对治疗区域的原始图像数据的获取可以完成(步骤334)(如果还未完成的话),以及实空间图像可以被重建(步骤336)以及以本领域技术人员已知的方式被进一步处理以产生温度图(步骤338)。成像和温度标测过程之后可以针对相同的或另一子超声处理(即,整个超声处理程序内超声处理的序列之一)被重复。如所示出的,可以在实空间图像的重建(步骤336)之前使治疗能量波束再成形或改变方向(步骤332)。这样,治疗(例如,超声处理)、成像和图像处理可以并行实施,减少了整体治疗时间。

[0039] 根据此的运动跟踪方法可以使用(其他常规的)图像引导的治疗系统,诸如图1所示的MRgFUS系统100,与合适的图像处理和控制设备结合(例如,与计算单元112集成)来实施,合适的图像处理和控制设备与治疗设备(例如,设置超声换能器阵列的相位和振幅的波束形成器)和成像设备通信。图像处理和控制设备可以以硬件、软件、固件或硬连线的任何合适的组合来实现。图4示出示例性实施例,其中设备由适当编程的通用计算机400来提供。计算机包括中央处理单元(CPU)402、系统存储器404和非易失性大容量存储装置406(例如,一个或多个硬盘和/或光学存储单元)。计算机400还包括双向系统总线408,其中,CPU 402、存储器404和存储装置406通过双向系统总线408相互通信并且与诸如传统的用户接口组件410(包括例如屏幕、键盘和鼠标)和治疗设备412、成像设备414和(可选地)便于绝对温度测量的任何温度传感器416的内部或外部输入/输出装置通信。

[0040] 系统存储器404包含概念上示出为模块的集合的指令,其控制CPU402的操作及其与其他硬件组件的交互。操作系统420指示低级别基本系统功能的执行,诸如大容量存储装置406的存储器分配、文件管理和操作。在较高级别,一个或多个服务应用程序提供图像处理、运动跟踪和(可选地)温度测量所需的计算功能。例如,如所示出的,系统可以包括用于根据从成像设备414接收到的原始图像数据重建实空间图像的图像重建模块422、用于从重建的参考图像提取目标和/或其他感兴趣对象的位置信息的图像分析模块424、用于测量治疗和参考图像(无论是原始图像还是重建图像)之间的相似度并基于该相似度来选择合适的参考图像的参考选择模块426、用于计算治疗设备的相位偏移或其他参数以补偿任何检测到的运动的波束调节模块428、以及热图模块430,热图模块430从治疗图像减去参考以获得温度差图以及在与所选择参考基线相对应的绝对温度已知的情况下获得治疗图像的绝对温度图。各种模块可以以任何适当编程的语言来编程,包括但不限于高级语言,诸如C、C++、C#、Ada、Basic、Cobra、Fortran、Java、Lisp、Perl、Python、Ruby或Object Pascal,或者低级汇编语言;在一些实施例中,不同的模块以不同的语言编程。

[0041] 这里所使用的术语和表达用作描述的术语和表达并且没有限制,在使用这些术语和表达时,不意于排除所示出和所描述的特征的任何等价物或其一部分。另外,描述了本发明的特定实施例,对于本领域普通技术人员显而易见的是,包含这里所公开的概念的其他实施例可以在不背离本发明的精神和范围的情况下使用。因此,所述实施例被认为在所有

方面仅是示意性的和非限制性的。

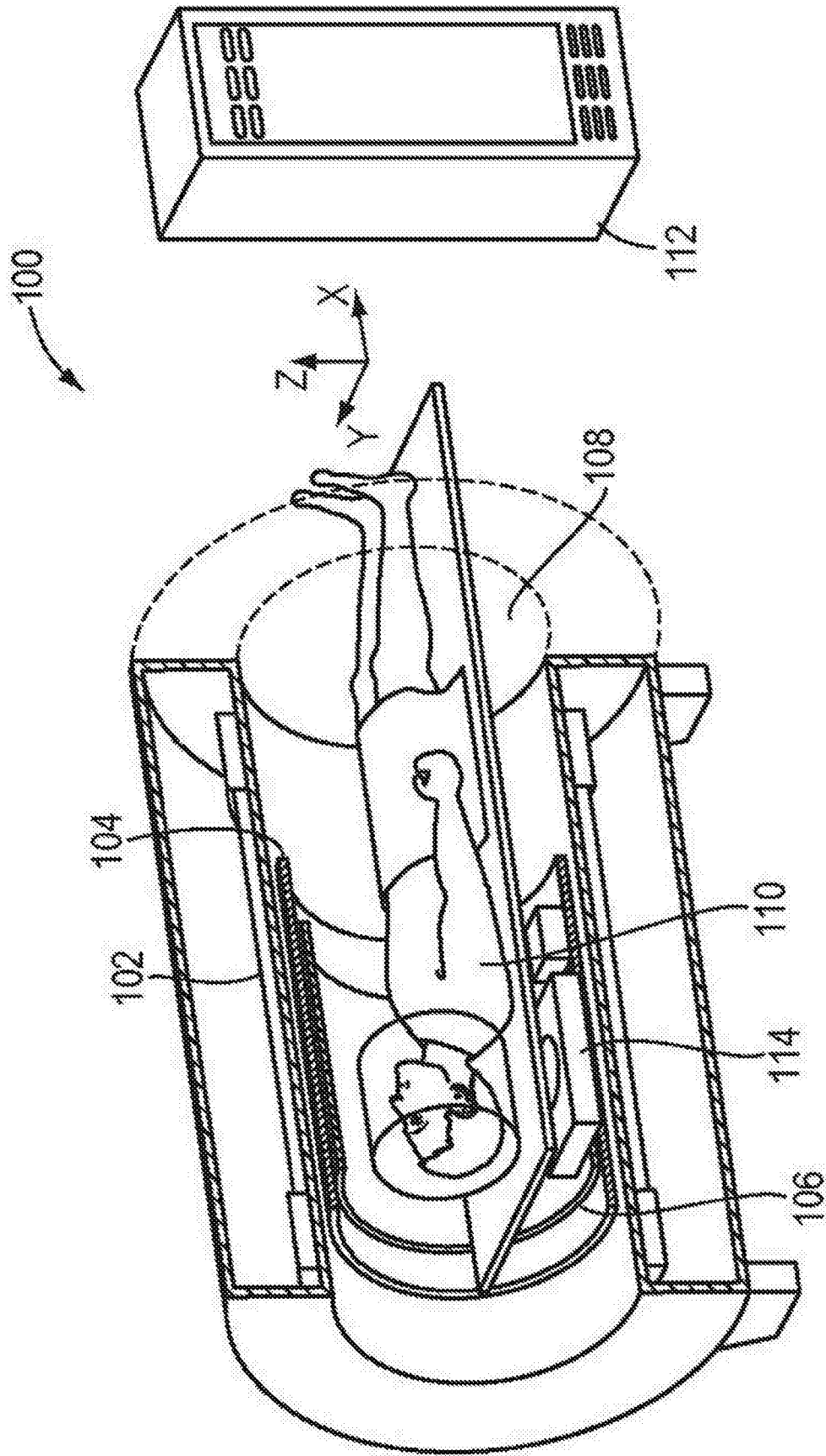


图1

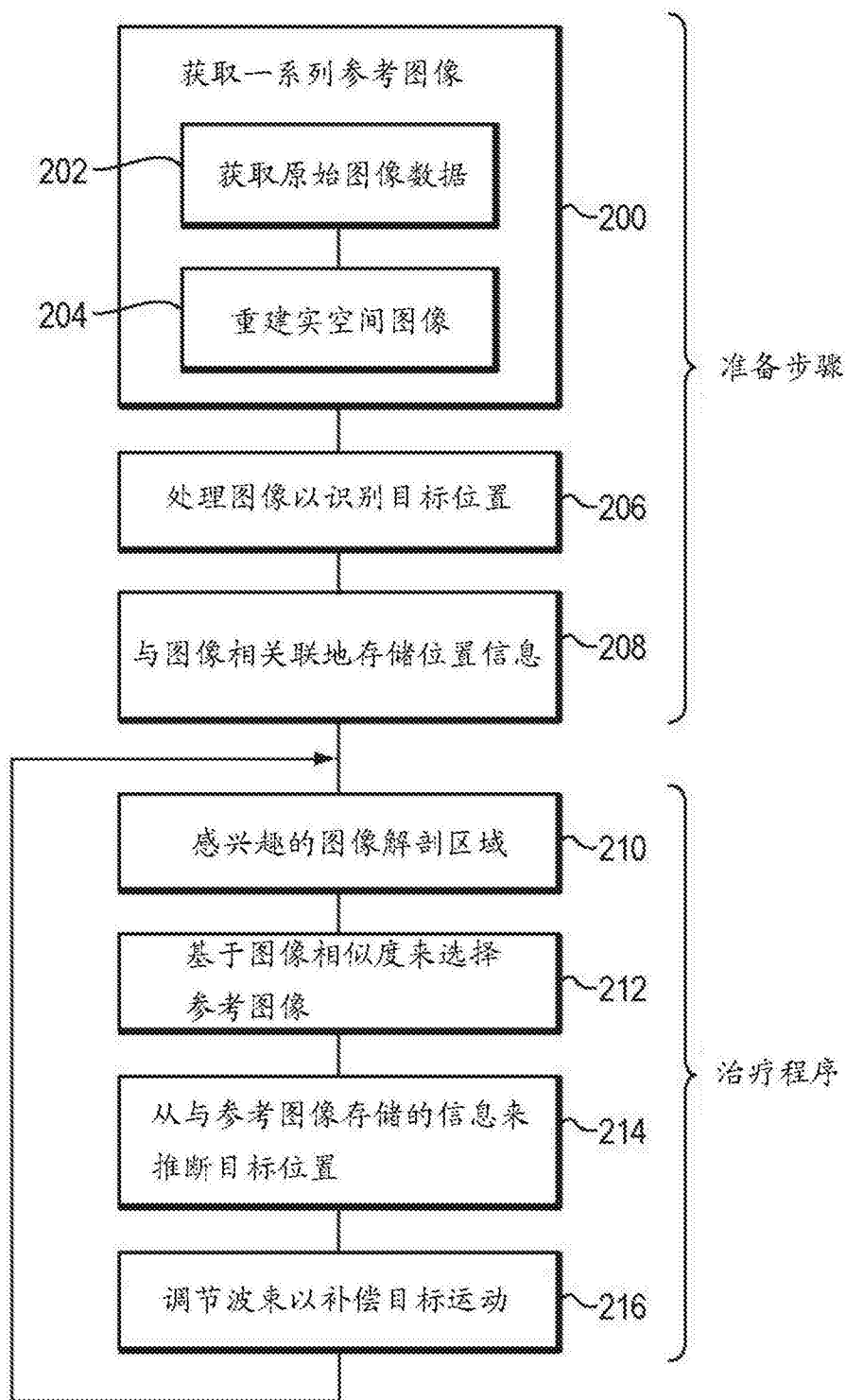


图2

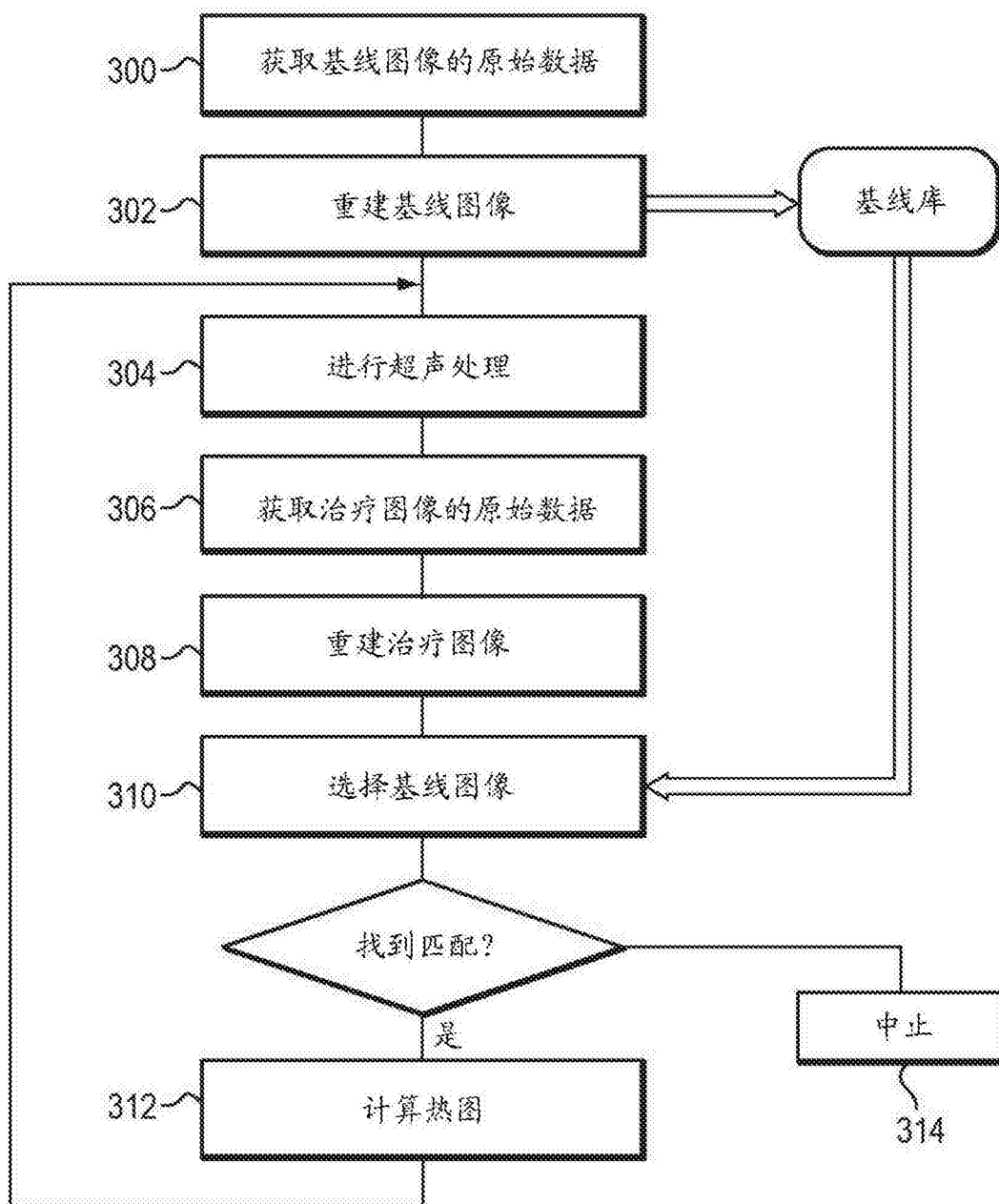


图3A

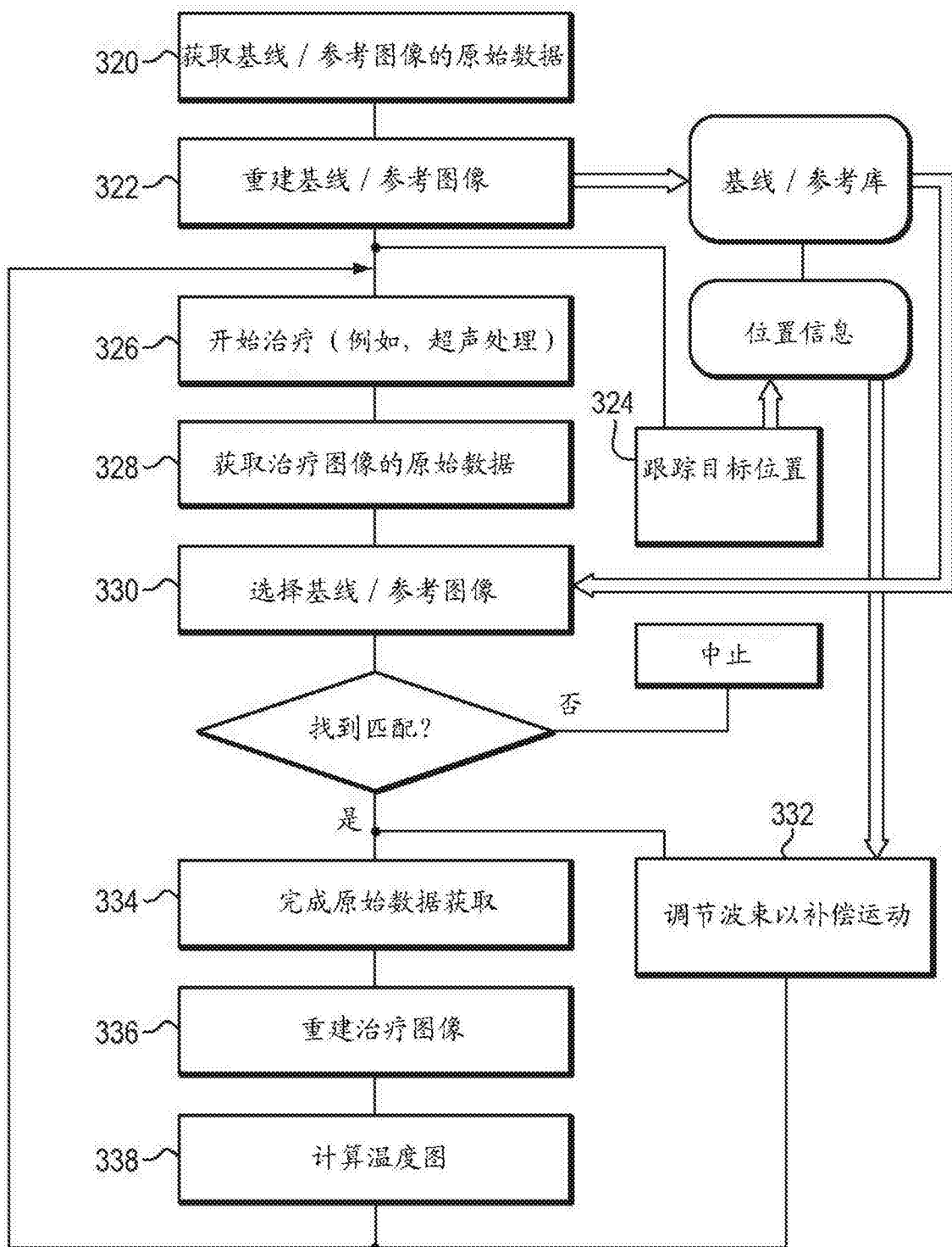


图3B

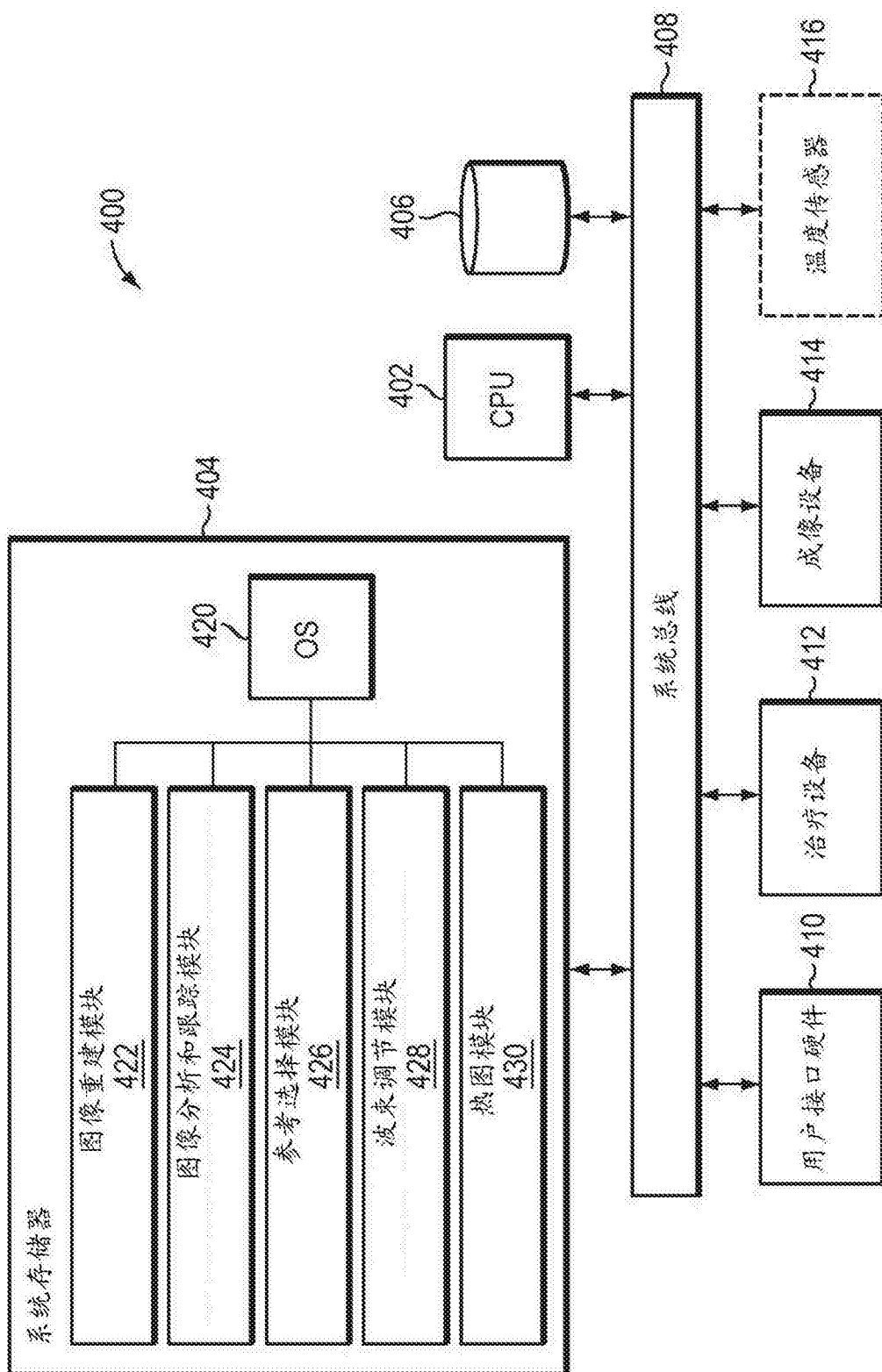


图4